Pamukkale Univ Muh Bilim Derg, 24(5), 934-941, 2018

Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi

Pamukkale University Journal of Engineering Sciences

Akciğer X-ray görüntülerinde nodül gelişimi takibi

Monitoring nodule progression in chest X-ray images

Emre SÜMER[1], Muharrem ENGİN[2], Muhteşem AĞILDERE[3], Hasan OĞUL[4]*

[1,2,4]Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, Başkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye.
esumer@baskent.edu.tr, muharremengn@gmail.com, hogul@baskent.edu.tr
[3]Radyoloji Bölümü, Tıp Fakültesi, Başkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye.
muhtesema@baskent.edu.tr

Geliş Tarihi/Received: 02.08.2017, Kabul Tarihi/Accepted: 06.03.2018
doi: 10.5505/pajes.2018.89166
* Yazışılan yazar/Corresponding author
Araştırma Makalesi/Research Article

Öz

Akciğer nodülleri kanser vakalarında sıkça gözlenmektedir. Günümüzde nodüller, tomografi veya MRI gibi teknolojiler kullanılarak görüntülenebilmektedir. Ancak, x-ray görüntüleme yaygın kullanımının yanı sıra düşük maliyetli bir yöntemdir. Bu bağlamda, nodüllerin gelişimlerinin sık aralıklarla takip edilmesinde x-ray görüntülerinin kullanılması birçok yönden fayda sağlamaktadır. Bu çalışmada akciğer x-ray görüntülerinden nodüllerin gelişimlerini otomatik olarak takip edebilen üç aşamalı yenilikçi bir yaklaşım önerilmiştir. İlk aşamada; bir hastaya ait nodül gelişiminin değerlendirilebilmesi için farklı zamanlarda çekilen görüntülerin üst üste bindirilmesi gerçekleştirilmiştir. Üst üste bindirme yapabilmek için öz nitelik çıkarma ve eşleştirme yöntemleri kullanılarak homografi matrisi elde edilmiş ve sonrasında görüntü çakıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir. İkinci aşamada; çakıştırılmış görüntüler üzerindeki nodüllerin daha önceden bilinen konum bilgilerine göre her iki görüntüde eşleşen nodüller tespit edilmiştir. İlk görüntüde eşleşmeyen nodüllerin kaybolduğu, sadece ikinci görüntüde yer alan nodüllerin yeni ortaya çıktığı değerlendirilmiştir. Son aşamada; nodüller, görüntü üzerinde piksel kümesinden oluşan kapalı alan olarak değerlendirilmiş olup eşleşmeden sonra kapalı alanların oluşturduğu alan bilgileri hesaplanmıştır. Bu şekilde büyüme ya da küçülme durumları sayısal olarak ortaya konulmuştur. Geliştirilen yaklaşımın test edilmesi için Başkent Üniversitesi Radyoloji Bölümü tarafından temin edilen hasta veri kümesi kullanılmıştır. Test sonuçlarının doğrulanması uzman bir radyolog desteği ile gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada sunulan nodül gelişim takip sisteminde umut verici sonuçlara ulaşılmıştır.

Anahtar kelimeler: X-ray görüntüleri, Akciğer nodülleri, Görüntü çakıştırma, Nodül eşleştirme, Nodül gelişim takibi

Abstract

Lung nodules are frequently observed in cases of cancer. Nodules can be monitored with technologies such as computed tomography (CT) or magnetic resonance imaging (MRI). However, x-ray imaging is a low-cost method as well as its widespread usage. In this context, monitoring the nodules in short intervals by x-ray imaging gives benefits in many aspects. In this study, a three-stage novel approach is proposed to trace the nodule progressions from the lung x-ray images, automatically. In the first stage, x-ray images of a patient taken at different times must be registered to evaluate the nodule progression. To perform the registration, feature extraction and matching methods are employed, and then the homography matrix is calculated. In the second stage, according to previously known nodule positions, matched nodules are detected on registered images. Mismatched nodules in the first image are considered as lost, while the nodules only found in the second image are evaluated as newly appeared. In the last stage, nodules are considered as closed contours consisting of pixel set where closed contour area is calculated after nodule matching process. In this way, growth and shrink states are determined numerically. To test the proposed approach, a patient data set provided by Baskent University, Department of Radiology is used. The validation of the test results is performed by an expert radiologist. According to the results obtained, the presented nodule progression trace system is found promising.

Keywords: X-ray images, Lung nodules, Image registration, Nodule matching, Nodule progression

1 Giriş

Kanser vakalarında sıklıkla rastlanılan akciğer nodülleri, akciğer üzerinde anormal davranışlar gösteren dokular olarak adlandırılabilir. Bu tarz davranış gösteren dokuların erken evrelerde fark edilip gelişiminin izlenmesi hastaya yapılacak olan müdahale için kritik önem arz etmektedir.

Günümüzde bu tip hastalıkların teşhis ve tedavi sürecinde röntgen (x-ray), MRI, tomografi gibi görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır. Nodül tespit edildikten sonra gelişiminin takip edilmesi hastalığın tedaviye nasıl yanıt verdiğinin görülmesi açısından büyük önem arz etmektedir. Tomografi ve MRI gibi gelişmiş yöntemlerle nodüller üzerindeki hassas gelişmeler takip edilebilir. Ancak, tomografinin hastaya verdiği zarar ve MRI yönteminin ise yüksek maliyetli olması nodüllerin gelişiminin yakın aralıklarla takibini zorlaştırmaktadır. Öte yandan röntgen, kullanılan diğer yöntemlere göre hem daha ucuz, hem daha yaygın, hem de daha az zararlı olduğundan en tercih edilebilir yöntemlerden biri olarak kabul edilebilir [1].

Bu çalışmada nodül bölgeleri daha önceden tespit edilmiş ve farklı zamanlarda çekilmiş röntgen görüntülerinden büyüyen, küçülen, kaybolan veya yeni ortaya çıkan nodüllerin raporlanmasını gerçekleştiren bir prognoz sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen bu otomatik sistemin hekimlere ve radyoloji eğitimi alan öğrencilere destek olabileceği düşünülmektedir. Önerilen sistem; görüntü çakıştırma, nodül eşleştirme ve gelişim analizi gibi temel adımlardan oluşmakta olup sistemin gerçekleştirimi OpenCV kütüphanesi kullanılarak C++ programlama dili ile yapılmıştır.

2 Literatür özeti

Nodül karşılaştırmasını yapabilmek için farklı zamanlarda çekilmiş görüntülerin çakıştırılması gerekmektedir. Medikal görüntülerde görüntü çakıştırma üzerine yürütülen algoritmalar yoğunluk tabanlı, öznitelik tabanlı, melez

yaklaşımlar gibi bir kaç alt alana ayrılırlar [2],[3]. Medikal görüntülerin doğal görüntüler kadar öznitelik barındırma konusunda zengin olmadıkları bir gerçektir [4]. Yine de literatürde bilinen önemli öznitelik tabanlı yöntemler özellikle MRI ve tomografi görüntülerinin çakıştırılmasında kullanılmıştır. Bahsi geçen çalışmalarda SIFT (ölçekten bağımsız öznitelik dönüşümü) [5]-[8] ve SURF (hızlandırılmış gürbüz öznitelikler) tanımlayıcıları [9] yoğun bir şekilde kullanılmıştır. X-ray görüntülerinin kullanıldığı bir çalışmada SIFT, SURF ve ORB (yönlendirilmiş FAST and döndürülmüş BRIEF) gibi öznitelik belirleyiciler ile farklı zamanda çekilmiş görüntülerin çakıştırılması sağlanmıştır [10]. İlgili çalışmada, bu çalışmanın ilk aşamasını oluşturan "görüntü çakıştırma" işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu adıma yönelik temel bilgilere Bölüm 3.1'de yer verilmiştir.

Literatürde nodül gelişiminin izlenmesine yönelik bir takım çalışmalara rastlanmıştır. Bu çalışmaların belli bir bölümü matematiksel modeller üzerine kuruludur. Bunlardan birisinde yapay sinir ağı tabanlı bir tahmin modeli geliştirilmiştir [11]. Bu model kullanılarak zamana bağlı tümör hücrelerinin gelişimi tahmin edilmiştir. Bir diğer çalışmada ise akciğer tümörlerinin şekil ve büyüklüğü bölütleme (segmentation) tabanlı etkileşimli bir model ile değerlendirilmiştir [12].

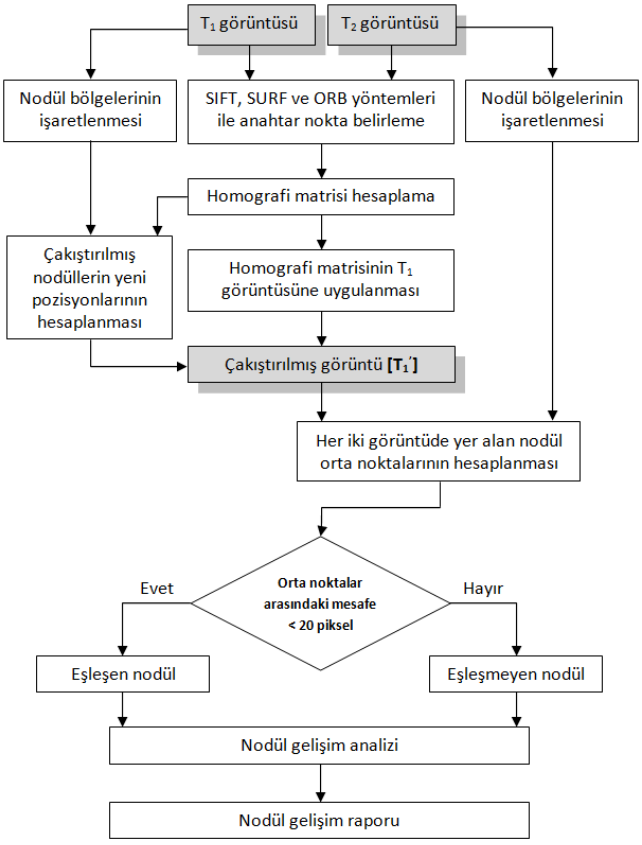
Nodül gelişiminin izlenmesinde kullanılan bir diğer yaklaşım çoklu görüntülerin analizine dayalıdır. Bu çalışmalardan bir tanesinde farklı zamanlardaki bilgisayarlı tomografi (CT) görüntüleri kullanılarak akciğerdeki kanser nodüllerinin gelişiminin değerlendirilmesi farklı çakıştırma tekniklerine dayalı bir yöntemle gerçekleştirilmiştir [13]. Bir başka çalışmada ise MR görüntüleri kullanılarak beyin tümörlerinin büyüme oranları takip edilmiştir [14]. Mevcut çalışma dört aşamadan oluşan istatistik tabanlı bir teknikle tümör büyüklüğünü ve büyüme eğilimini açığa çıkarmıştır. Bir diğer çalışmada farklı zamanlardaki CT görüntüleri kullanılarak akciğer nodüllerinin büyüme eğilimleri değerlendirilmiştir [15]. Bu çalışmanın temel yöntem adımlarından bazıları: öznitelik çıkarımı, indeksleme, nodül eşleştirme ve karar verme olarak sıralanabilir. Literatürde yer alan önemli çalışmalardan bir tanesinde ise farklı zamanlarda çekilmiş bilgisayarlı tomografi görüntülerinden akciğer nodüllerinin boyutlarının değişimi analiz edilmiştir [16]. Görüntü çakıştırma, görüntü bölütleme, adaptif eşik değerleme ve bilgi-tabanlı şekil eşleme gibi yöntemlerin kullanılması sonucunda başarılı sonuçlar elde edildiği raporlamıştır. Benzer bir diğer çalışmada ise akciğer nodüllerinin hacimsel gelişimini takip edebilen bir Bilgisayar Destekli Teşhis sistemi önerilmiştir [17]. Önerilen sistemin adımları arasında; akciğer dokularının düşük dozlu CT (LDCT) görüntülerinden bölütlenmesi, akciğer nodüllerinin tespit edilmesi, görüntü çakıştırma yoluyla ardışık LDCT görüntülerinin hizalanması, akciğer nodüllerinin yeniden bölütlenerek hacimsel değişikliklerin ortaya çıkarılması yer almaktadır. Bölütleme adımının devre dışı bırakıldığı bir diğer çalışmada ise akciğer nodüllerinin tomografi görüntülerinden yarı-otomatik bir yaklaşımla boyutlarının ölçülmesi hedeflenmiştir [18]. Bölütlemenin karmaşık nodül yapıları için başarısız sonuçlar vermesinden yola çıkılarak bu çalışmada Gauss ağırlıklandırma fonksiyonu nodül çevresindeki bölgeye uygulanmıştır. Önerilen yaklaşım ile karmaşık yapılı nodüllerin gelişim analizinin bölütleme tabanlı yaklaşımlara oranla daha başarılı sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

Yapılan literatür araştırmalarına göre akciğer nodüllerinin gelişiminin izlenmesinde bir çok farklı yöntem ve görüntüleme tekniği kullanılmıştır. Kullanılan görüntü teknikleri arasında CT ve MRI en sık rastlanan yöntemler olarak göze çarpmaktadır. Öte yandan, günümüzde en yaygın ve en ucuz görüntüleme tekniği olan X-ray yöntemine dayalı herhangi bir nodül izleme çalışmasına rastlanmamıştır. Bu çalışma kapsamında literatürde yer alan bu boşluk doldurulmaya çalışılmıştır.

3 Önerilen metot

Nodül gelişiminin izlenmesine yönelik önerilen yöntemin temel adımları sırasıyla aşağıdaki gibi olup detaylı akış şeması Şekil 1'de görülmektedir.

- Görüntü çakıştırma,
- Nodül eşleştirme,
- Nodül gelişim analizi.



Şekil 1: Önerilen yaklaşımın akış şeması.

3.1 Görüntü çakıştırma

Aynı hastaya ait farklı zamanlarda ($t_1$ve t_2) çekilmiş akciğer x-ray görüntüleri; gerek hastaların pozisyonlarından gerekse görüntüleme cihazına bağlı faktörlerden dolayı üst üste getirildiğinde tam olarak örtüşmemektedir. Nodül gelişiminin doğru bir biçimde izlenebilmesi için elde edilen görüntülerin en az hata ile üst üste bindirilmesi önem arz etmektedir.

Bu çalışmada yer alan görüntü çakıştırma adımında SIFT, SURF ve ORB gibi anahtar nokta belirleyiciler temel alınarak homografi matrisi (H) hesaplanır. Homografi, bir düzlemdeki noktaları bir başka düzlem ile eşleştiren iki boyutlu izdüşümsel bir dönüşüm yöntemidir. Homografi elde edildikten sonra matris çarpımı ile her bir pikselin yeni koordinatları hesaplanabilir. Denklem 1'de $P(x, y, z)$

noktasının $P(x', y', z')$ noktasına homografi matrisi yardımı ile dönüşümü ifade edilmektedir. İki görüntü arasında eşleşen noktalardan hesaplanan bu matris, çakıştırılacak görüntünün tüm piksellerine uygulanarak iki görüntü üst üste bindirilmiş olur.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ w' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h1 & h2 & h3 \\ h4 & h5 & h6 \\ h7 & h8 & h9 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ w \end{bmatrix} \quad (1)$$

Görüntü çakıştırma adımlarının detaylı anlatımına ve elde edilen deneysel sonuçlara bu çalışmanın öncesinde yapılmış başka bir çalışmada yer verilmiştir [10]. Örnek bir görüntü çakıştırma senaryosuna Şekil 2'de yer verilmiştir. Buna göre; (a) ve (b) görüntüleri bir hastaya ait $t1$ ve $t2$ zamanlarında çekilen görüntüler olup (c) görüntüsü (a)'nın (b) üzerine çakıştırılmış halidir. Böylelikle (b) ve (c) görüntüleri birbirleriyle azami düzeyde örtüşür hale getirilmiştir. Bu görüntüler nodül eşleştirme ve gelişim analizi adımlarına girdi olarak verilmektedir.



(a)



(b)



(c)

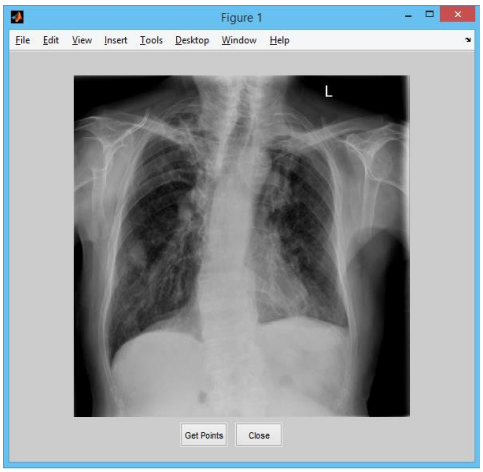
Şekil 2: Görüntü çakıştırma örneği.

3.2 Nodül eşleştirme

Önerilen yaklaşımın ikinci adımında öncelikle nodül bilgilerinin nasıl temsil edildiği açıklanmaktadır. Daha sonra sırasıyla, çakıştırılmış nodüllerin yeni pozisyonlarının hesaplanması ve eşleştirme yaklaşımları anlatılmaktadır.

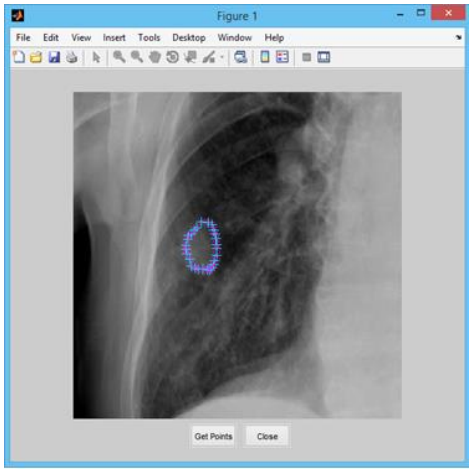
3.2.1 Nodül bilgilerinin temsili

Nodül bilgileri ilgili röntgen verisi için belirli bir formatta hazırlanmış olup görüntü üzerindeki piksellerin oluşturduğu kapalı bir alandan meydana gelmektedir. Bu çalışma kapsamında uzman radyolog, iki boyutlu görüntü üzerinden tespit etmiş olduğu nodülün çevresini geliştirilen bir seçim aracı ile işaretlemektedir. Matlab dili kullanılarak geliştirilen seçim aracına ait ekran görüntüsü Şekil 3'te yer almaktadır.



Şekil 3: Nodül işaretleme aracı.

Birden fazla nodül işaretlemesi yapılabilen bu araçta aynı zamanda istenilen bölgeye zum yapılarak daha detaylı bir işaretleme de yapılabilmektedir. Zum yapılarak işaretlenmiş bir nodüle ait imgesel gösterim ve kaydedilen noktaların metinsel gösterimleri sırasıyla Şekil 4 ve Şekil 5'te görülmektedir. Nodül bilgilerini barındıran dosyada her nodülü ifade eden ayırt edici bir isim bulunmaktadır. (Ör: nodül A). İsimden sonra nodülün kaç nokta ile ifade edildiğini gösteren bilgi gelmektedir. Örneğin, Şekil 5'te görülen A nodülü 10 piksel ile ifade edilmiş olup her noktanın görüntü üzerindeki x-y koordinatları sırası ile yazılmıştır. Her bir röntgen verisi için tüm nodüllerin metinsel bilgileri art arda dosyaya kaydedilmektedir.



Şekil 4: İşaretlenmiş nodül.

```
NODUL A
10
165.000000,278.000000
165.000000,286.000000
177.000000,298.000000
189.000000,300.000000
199.000000,290.000000
195.000000,274.000000
185.000000,265.000000
177.000000,263.000000
167.000000,264.000000
160.000000,269.000000
NODUL B
10
371.000000,254.000000
373.000000,265.000000
378.000000,270.000000
389.000000,275.000000
402.000000,273.000000
402.000000,259.000000
395.000000,245.000000
391.000000,238.000000
379.000000,237.000000
370.000000,246.000000
```

Şekil 5: İşaretlenmiş nodüllerin metinsel gösterimi.

3.2.2 Çakıştırılmış nodüllerin yeni pozisyonlarının hesaplanması

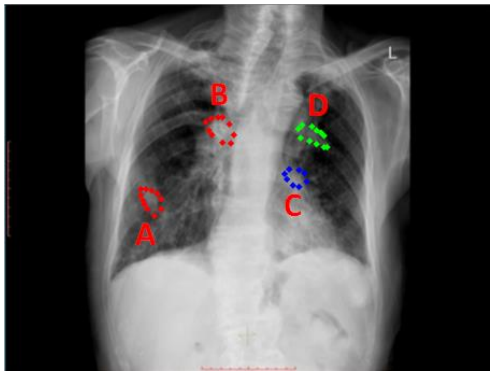
Nodül gelişiminin doğru bir biçimde analiz edilebilmesi için aynı kişiye ait nodül verilerinin minimum hata ile çakıştırılması gerekmektedir. Daha önceki bölümlerde de bahsedildiği üzere nodül bilgileri hastanın $t1$ ve $t2$ zamanlarında çekilen görüntülerinde mevcut olabilmektedir. Çakıştırılmış nodüllerin yeni pozisyonlarının hesaplanması için $t1$ zamanında alınan görüntüye ait nodül koordinat bilgileri Bölüm 3.1'de bahsi geçen homografi matrisi ile çarpılır. Böylece $t1$ zamanında çekilmiş görüntü üzerindeki nodül bilgisi, $t2$ zamanınki nodül bilgisi ile karşılaştırılabilir hale gelmiş olur.

3.2.3 Nodül eşleştirme

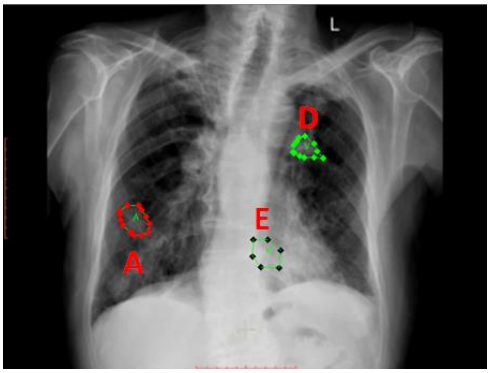
Nodül eşleştirme için konumsal yakınlık kriteri göz önünde bulundurulmuştur. Bu bağlamda her bir nodülü ifade edecek tek bir noktaya ihtiyaç duyulmaktadır. Nodüllerin genel yapısı göz önünde bulundurularak "nodülün orta noktası" nodülü en iyi ifade eden nokta olarak belirlenmiştir. Bu doğrultuda, nodül temsilinde (Bölüm 3.2.1) kullanılan noktalar kümesinin x ve y eksenlerindeki ortalamaları hesaplanarak her bir nodülün orta noktaları bulunmuştur. Belirlenen orta noktalara göre, çakıştırılmış görüntülerde birbirlerine en yakın nodül çiftleri belirlenir. Nodül çiftlerinin orta noktaları arasındaki mesafe belirli bir eşik değerinin altında kalıyorsa bu iki nodül eşleşmiş olarak kabul edilir. Burada kullanılan mesafe, piksel cinsinden Öklid uzaklığı olarak kabul edilmektedir. Bu çalışma kapsamında yapılan testler sonucunda en uygun eşik değerinin 20 piksel olduğu anlaşılmıştır. Eşleşme sırasında 5 durum dikkate alınmıştır:

1. Nodül büyümesi,
2. Nodül küçülmesi,
3. Nodülün kayda değer bir değişime uğramaması,
4. Nodülün tamamen kaybolması,
5. Yeni bir nodülün oluşması.

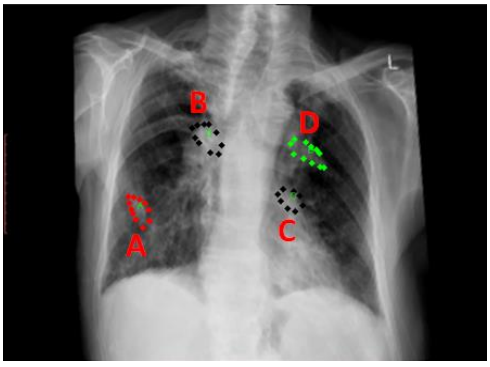
$t1$ zamanında çekilen görüntüde yer alan bir nodülün $t2$ zamanında çekilen görüntüde herhangi bir nodül ile eşleşmemesi; bir başka deyişle, eşleşen en yakın nodüllerin eşik değerinden fazla olması, nodülün tamamen kaybolması olarak yorumlanmıştır. Bu durumun tam tersi ise yeni bir nodülün ortaya çıkması olarak kabul edilmiştir. Örneğin, Şekil 6(a) ve Şekil 6(b) sırasıyla $t1$ ve $t2$ zamanında çekilen görüntüler olup Şekil 6(c) çakıştırılmış görüntü ise; A ve D nodülleri eşleşme, B ve C nodülleri kaybolma ve E nodülü ise yeniden oluşma durumlarını örneklemektedir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 6: Görüntü eşleştirme örneği.

3.3 Nodül gelişim analizi

Bir nodülün temsil edilmesi, kendisini çevreleyen piksel koordinatları ile sağlanmıştır. Noktalardan oluşan bu kapalı alan aynı zamanda nodülün büyüklüğünü de ifade etmektedir. Bu bağlamda, eşleşen nodüllerin alanları hesaplanarak değişim oranları elde edilebilir. Nodül alanlarının hesaplanmasında OpenCV kütüphanesinin 'contourArea' adlı fonksiyonundan yararlanılmıştır. Bu fonksiyon parametre

olarak piksel koordinat bilgilerini almakta ve alan bilgisini sonuç olarak döndürmektedir.

Nodül gelişim analizi kapsamında her bir görüntü çifti için bir gelişim raporu oluşturulmuştur. Bu raporun çıktısında yer alan bilgiler aşağıda özetlenmiştir:

- $t1$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı,
- $t2$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı,
- Eşleşen nodül sayısı,
- Yeni oluşan nodül sayısı,
- Kaybolan nodül sayısı,
- Eşleşen nodüller için alansal gelişim oranları.

Şekil 6'da verilen örnek senaryo üzerinden gidildiğinde aşağıdaki rapor oluşmuştur (Tablo 1).

Tablo 1: Örnek bir nodül gelişim raporu.

Nodül Gelişim Raporu	
$t1$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:	**4**
$t2$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:	**3**
Eşleşen nodül sayısı:	**2**
Yeni oluşan nodül sayısı:	**1**
Kaybolan nodül sayısı:	**2**

Eşleşen Nodüller için		
Nodül Adı	Değişim Tipi	**Oranı**
Nodül -A	Büyüme	%38
Nodül -D	Küçülme	%16

4 Veri kümesi ve test senaryoları

Bu çalışma kapsamında Başkent Hastanesi Radyoloji Bölümü'nden temin edilen 3 farklı hastaya ait toplam 7 görüntü kullanılmıştır. Veriler anonim olarak 'dicom' formatında temin edilmiştir. Bu format 'Digital Imaging and Communications in Medicine' olarak isimlendirilmekte olup tıbbi verilen sayısal ortamda saklanmasını sağlayan bir standarttır [19]. Veri seti Matlab ortamında geliştirilen bir uygulama yardımıyla 640 x 480 boyutlarında .jpg formatına dönüştürülmüştür.

Veri setinde yer alan görüntülerin analizi 4 farklı senaryo dâhilinde değerlendirilmiştir. Bu senaryolar:

1. Hasta-1'in $t1$ zamanlı görüntüsü ile $t2$ zamanlı görüntüsünün karşılaştırılması,
2. Hasta-1'in $t2$ zamanlı görüntüsü ile $t3$ zamanlı görüntüsünün karşılaştırılması,
3. Hasta-2'nin $t1$ zamanlı görüntüsü ile $t2$ zamanlı görüntüsünün karşılaştırılması,
4. Hasta-3'ün $t1$ zamanlı görüntüsü ile $t2$ zamanlı görüntüsünün karşılaştırılması.

olarak sıralanabilir.

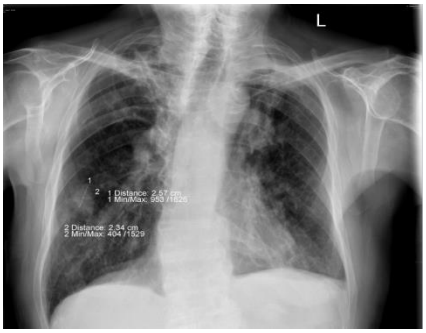
5 Deneysel sonuçlar

Bölüm-4'te verilen test senaryoları üzerinden nodül gelişim raporları üretilmiştir. Elde edilen sonuçlar uzman radyolog görüşleri ile karşılaştırılarak doğrulanmıştır. Buna göre, 4 test senaryosu için sistemin ürettiği sonuçlar ve uzman radyolog görüşleri aşağıda verilmiştir.

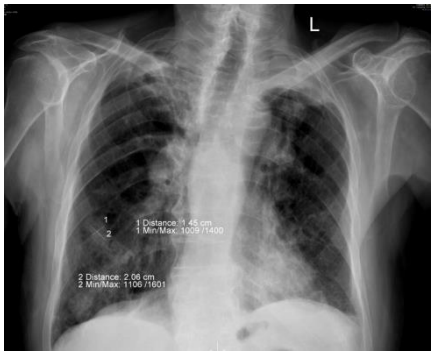
Senaryo-1: Hasta-1'in $t1$ zamanlı görüntüsü (Şekil 7(a)) ile $t2$ zamanlı görüntüsünün (Şekil 7(b)) karşılaştırılması sonucunda Tablo 2'deki gelişim raporu üretilmiştir. Ayrıca Şekil 7(c)'de $t1$ zamanlı görüntünün $t2$ zamanlı görüntü üzerinde çakıştırılmış hali verilmiştir.

Tablo 2: Senaryo-1 için nodül gelişim raporu.

Nodül Gelişim Raporu	
$t1$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:	**1**
$t2$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:	**1**
Eşleşen nodül sayısı:	**0**
Yeni oluşan nodül sayısı:	**1**
Kaybolan nodül sayısı:	**1**



(a)



(b)



(c)

Şekil 7: Hasta-1'in (a): $t1$ zamanlı , (b): $t2$ zamanlı ve (c): Çakıştırılmış x-ray görüntüleri.

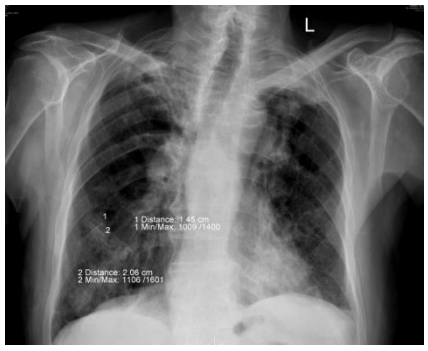
Sistemin ürettiği sonuca göre var olan bir nodülün kaybolduğu ve yeni bir nodülün oluştuğu tespit edilmiştir. Oysa ilgili uzman görüşü var olan nodülün küçüldüğü yönündedir. Bu bağlamda, sistemin senaryo-1 için ürettiği çıktı **'Başarısız'** olarak kabul edilmiştir. Bu başarısızlığın nedeninin görüntü çakıştırma işleminde nodüllerin üst üste bindirilememesi olduğu düşünülmektedir.

Senaryo-2: Hasta-1'in $t2$ zamanlı görüntüsü (Şekil 8(a)) ile $t3$ zamanlı görüntüsünün (Şekil 8(b)) karşılaştırılması

sonucunda Tablo 3'teki gelişim raporu üretilmiştir. Ayrıca Şekil 8(c)'de $t2$ zamanlı görüntünün $t3$ zamanlı görüntü üzerinde çakıştırılmış hali verilmiştir.

Tablo 3: Senaryo-2 için nodül gelişim raporu.

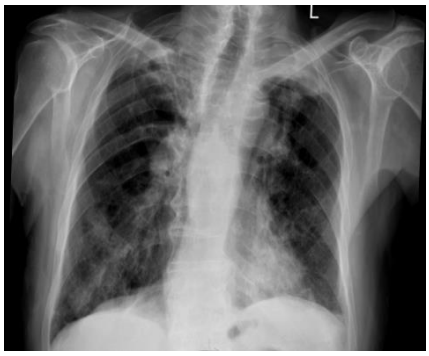
Nodül Gelişim Raporu	
$t2$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:	**1**
$t3$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:	**0**
Eşleşen nodül sayısı:	**0**
Yeni oluşan nodül sayısı:	**0**
Kaybolan nodül sayısı:	**1**



(a)



(b)



(c)

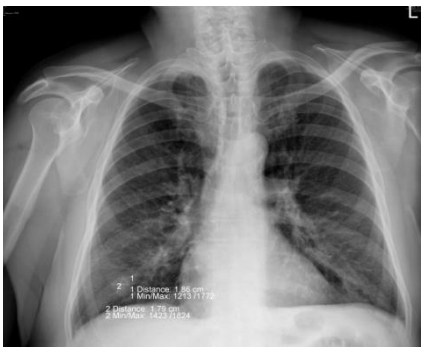
Şekil 8: Hasta-1'in (a): $t2$ zamanlı, (b): $t3$ zamanlı ve (c): Çakıştırılmış x-ray görüntüleri.

Sistemin ürettiği sonuca göre var olan bir nodül kaybolmuştur. Bu tespit uzman radyolog tarafında da doğrulanmıştır Bu bağlamda, sistemin senaryo-2 için ürettiği çıktı **'Başarılı'** olarak kabul edilmiştir.

Senaryo-3: Hasta-2'nin $t1$ zamanlı görüntüsü (Şekil 9(a)) ile $t2$ zamanlı görüntüsünün (Şekil 9(b)) karşılaştırılması sonucunda Tablo 4'teki gelişim raporu üretilmiştir. Ayrıca Şekil 9(c)'de $t1$ zamanlı görüntünün $t2$ zamanlı görüntü üzerinde çakıştırılmış hali verilmiştir.

Tablo 4: Senaryo-3 için nodül gelişim raporu.

Nodül Gelişim Raporu		
$t1$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:		1
$t2$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:		1
Eşleşen nodül sayısı:		1
Yeni oluşan nodül sayısı:		0
Kaybolan nodül sayısı:		0
Eşleşen Nodüller için		
Nodül Adı	Değişim Tipi	Oranı
Nodül -A	Büyüme	%3



(a)



(b)



(c)

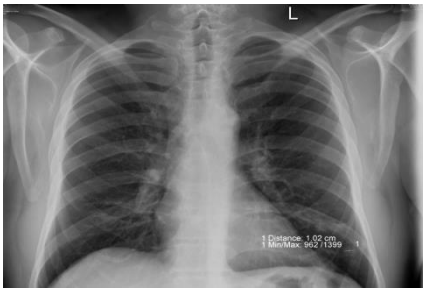
Şekil 9: Hasta-2'nin, (a): $t1$ zamanlı, (b): $t2$ zamanlı ve (c): Çakıştırılmış x-ray görüntüleri.

Sistemin ürettiği sonuca göre her iki görüntüde de tespit edilen bir nodül olup, bu nodülün boyutu %3 oranında büyümüştür. Öte yandan, uzman radyologun bu senaryo için görüşü nodülün kayda değer bir değişime uğramadığı yönündedir. %3'lük bir sapma nodül işaretleme aşamasında oluşabilecek bir hata olarak düşünülebileceğinden sistemin senaryo-3 için ürettiği çıktı **'Başarılı'** olarak kabul edilmiştir.

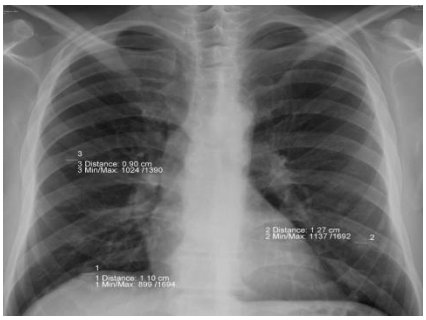
Senaryo-4: Hasta-3'ün $t1$ zamanlı görüntüsü (Şekil 10(a)) ile $t2$ zamanlı görüntüsünün (Şekil 10(b)) karşılaştırılması sonucunda Tablo 5'teki gelişim raporu üretilmiştir. Ayrıca Şekil 10(c)'de $t1$ zamanlı görüntünün $t2$ zamanlı görüntü üzerinde çakıştırılmış hali verilmiştir.

Tablo 5: Senaryo-4 için nodül gelişim raporu.

Nodül Gelişim Raporu	
$t1$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:	1
$t2$ zamanında çekilen görüntüdeki nodül sayısı:	3
Eşleşen nodül sayısı:	0
Yeni oluşan nodül sayısı:	3
Kaybolan nodül sayısı:	1



(a)



(b)



(c)

Şekil 10: Hasta-3'ün, (a): $t1$ zamanlı, (b): $t2$ zamanlı ve (c): Çakıştırılmış x-ray görüntüleri.

Sistemin ürettiği sonuca göre var olan bir nodülün kaybolduğu ve 3 yeni nodülün ortaya çıktığı tespit edilmiştir. Aynı tespit uzman radyolog tarafından da yapılmıştır. Bu bağlamda, sistemin senaryo-4 için ürettiği çıktı **'Başarılı'** olarak kabul edilmiştir.

Önerilen yöntemin başlangıç adımı olan 'Görüntü Çakıştırma' işlemine dair bazı sonuçlara da bu bölümde yer verilmiştir. Buna göre, 3 hastaya ait toplam 28 görüntü çifti SIFT, SURF ve ORB gibi anahtar nokta belirleyiciler temel alınarak eşleştirilmiştir. Bu bağlamda aşağıda yer alan 6 farklı kombinasyon oluşturulmuştur.

1) Öznitelik Çıkarma: SIFT,
   Öznitelik Eşleştirme: SIFT
2) Öznitelik Çıkarma: SIFT+SURF,
   Öznitelik Eşleştirme: SIFT,
3) Öznitelik Çıkarma: SIFT+SURF+ORB,
   Öznitelik Eşleştirme: SIFT,
4) Öznitelik Çıkarma: SIFT,
   Öznitelik Eşleştirme: SURF,
5) Öznitelik Çıkarma: SIFT+SURF,
   Öznitelik Eşleştirme: SURF,
6) Öznitelik Çıkarma: SIFT+SURF+ORB,
   Öznitelik Eşleştirme: SURF.

Eşleştirme sonrası 28 görüntü çiftinin her bir kombinasyon için hesaplanan ortalama 'Toplam Kontur Uzaklıkları' (TKU) ve 'Doğrulama Uzaklıkları' (DU) Tablo 6'da listelenmiştir.

Tablo 6: Görüntü çakıştırma için test sonuçları.

Kombinasyon	TKU	DU
1	134	54
2	120	45
3	120	56
4	146	92
5	124	57
6	126	61

Elde edilen sonuçlara göre öznitelik çıkarmada en başarılı kombinasyon SIFT ve SURF yöntemlerinin beraber kullanımı (Kombinasyon-2) ile elde edilmiştir. Öznitelik eşleştirme için ise SIFT en başarılı yöntem olarak öne çıkmıştır. Burada görüntü çiftinde yer alan her iki görüntü üzerinde çıkarılan çizgilerin birbirlerine yakınlığı dikkate alınmış olup en yakın değerin elde edildiği kombinasyon seçilmiştir. Önerilen yaklaşımın 'Nodül Eşleştirme' ve 'Nodül Gelişim Analizi' adımları bu bölüm kapsamında elde edilen çakıştırma stratejisine göre analiz edilmiştir. Görüntü çakıştırma ile ilgili detaylı bilgilere yazarların daha önceki çalışmasından erişilebilir [10].

6 Sonuçlar

Bu çalışmada x-ray görüntülerinden akciğer nodüllerinin gelişimlerinin takip edilmesini sağlayan bir yaklaşım önerilmiştir. Analizi yapılan 4 senaryonun 3'ünde uzman radyologun görüşleri ile sistem çıktıları aynı doğrultuda çıkmıştır. Nodül gelişimlerinin otomatik olarak raporlanabilmesinin gerek radyologlar gerekse bu alanda eğitim alan öğrenciler için önemli bir katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Sistemin daha doğru sonuçlar üretebilmesi yönünde görüntü çakıştırma adımının iyileştirilmesi önem arz etmektedir. Ayrıca, nodül işaretlemesinin daha hassas bir biçimde yapılmasının da sistem doğruluğunu etkileyecek bir diğer faktör olduğu düşünülmektedir.

7 Teşekkür

379.STZ.2013-2 No.lu proje kapsamında verdiği destekten dolayı Bilim, Sanayi ve Teknoloji Bakanlığına ve Akgün Yazılım firmasına teşekkür ederiz.

8 Kaynaklar

[1] Işık Z, Selçuk H, Albayram S. "Bilgisayarlı tomografi ve radyasyon". *Klinik Gelişim*, 23(2), 16-18, 2010.

[2] Sotiras A, Davatzikos C, Paragios N. "Deformable Medical Image Registration: A Survey". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 32(7), 1153-1190, 2013.

[3] Mani VRS, Arivazgahan S. "Survey on Medical Image Registration". *Journal of Biomedical Engineering and Technology*, 1(2), 8-25, 2013.

[4] Zitova B, Flusser J. "Image registration methods: A survey". *Image and Vision Computing*, 21(11), 977-1000, 2003.

[5] Cheung W, Hamarneh G. "n-SIFT: N-dimensional scale invariant feature transform". *IEEE Transactions on Image Processing*, 18(9), 2012-2021, 2009.

[6] Allaire S, Kim JJ, Breen SL, Jaffray DA, Pekar V. "Full orientation invariance and improved feature selectivity of 3D sift with application to medical image analysis". *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW'08),* Anchorage, Alaska, USA, 23-28 June 2008.

[7] Niemeijer M, Garvin MK, Lee K, VanGinneken B, Abrámoff MD, Sonka M. "Registration of 3D spectral OCT volumes using 3D sift feature point matching". *SPIE Medical Imaging: Image Processing*, 7259, 2009.

[8] Franz A, Carlsen IC, Renisch S. *An Adaptive İrregular Grid Approach Using SIFT Features for Elastic Medical İmage Registration*. Editors: Handels H, Ehrhardt J, Horsh A, Meinzer HP, Tolxdorff T. Bildverarbeitung für die Medizin, 201-205, Berlin, Heidelberg, Germany, Springer-Verlag, 2006.

[9] Lukashevich PV, Zalesky BA, Ablameyko SV. "Medical Image Registration Based on SURF Detector". *Pattern Recognition and Image Analysis*, 21(3), 519-521, 2011.

[10] Engin M, Oğul H, Ağıldere M, Sümer E. "An evaluation of ımage registration methods for chest radiographs". *SAI Intelligent Systems Conference (IntelliSys 2015)*, London, UK, 10-11 November 2015.

[11] Pal R, Garg P, Chechi R, Kumar S, Kumar N. "Cancer growth prediction via artificial neural networks". *International Journal of Bio-Science and Bio-Technology*, 2(2), 1-10, 2010.

[12] Scharcanski J, Da Silva LS, Koff D, Wong A. "Interactive modeling and evaluation of tumor growth". *Journal of Digital Imaging*, 23(6), 755-768, 2010.

[13] Almasslawi DMS, Kabir E. "Using non-rigid image registration and Thin-Plate Spline warping for lung cancer progression assessment". *IEEE International Conference on Computer Science and Automation Engineering (CSAE)*, Shangai, China, 10-12 June 2011.

[14] Elamy AH, Hu M. "Mining brain tumors and tracking their growth rates". *Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, Vancouver, Canada, 22-26 April 2007.

[15] Sofka M, Stewart CV. "Location registration and recognition (LRR) for serial analysis of nodules in lung CT scans". *Medical Image Analysis*, 14, 407-428, 2010.

[16] Reeves AP, Chan AB, Yankelevitz DF, Henschke CI, Kressler B, Kostis WJ. "On measuring the change in size of pulmonary nodules". *IEEE Transactions on Medical Imaging,* 25(4), 435-450, 2006.

[17] El-Baz A, Gimel'farb G, Falk R, El-Ghar MA. "A new CAD system for early diagnosis of detected lung nodules". *IEEE International Conference on Image Processing,* San Antonio, TX, USA, 16-19 September 2007.

[18] Jirapatnakul AC, Reeves AP, Biancardi AM, Yankelevitz DF, Henschke CI. "Semi-automated measurement of pulmonary nodule growth without explicit segmentation". *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro,* Boston, MA, USA, 28 June-01 July 2009.

[19] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). "Digital Imaging and Communications in Medicine". http://medical.nema.org/dicom (09.02.2017).